



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Off nlegungsschrift**
⑩ **DE 198 19 800 A 1**

⑤① Int. Cl.⁶:
G 03 B 42/06
A 61 B 5/026
A 61 B 8/06
G 06 T 5/00
G 01 N 29/00
// H04N 5/31

②① Aktenzeichen: 198 19 800.0
②② Anmeldetag: 4. 5. 98
④③ Offenlegungstag: 3. 12. 98

DE 198 19 800 A 1

③⑩ Unionspriorität:
08/852772 07. 05. 97 US
⑦① Anmelder:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US
⑦④ Vertreter:
Voigt, R., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 65812 Bad Soden

⑦② Erfinder:
Hatfield, William Thomas, Schenectady, N.Y., US;
Mahan, Susan Thayer, Albany, N.Y., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤④ Verfahren und Einrichtung zum automatischen Verbessern des Kontrastes in projizierten Ultraschallbildern

⑤⑦ Es werden ein Verfahren und eine Einrichtung angegeben zum automatischen Einstellen des Kontrastes von einem projizierten Ultraschallbild. Ein Ultraschall-Scanner sammelt B-Mode-Bilder in einem Filmspeicher, d. h. für eine Vielzahl von Scheiben. Die Daten von einem entsprechenden interessierenden Bereich für jede Scheibe werden zu einer Hauptsteuerung gesendet, wobei diese Daten ein interessierendes Volumen bilden. Die Hauptsteuerung führt einen Algorithmus aus, der iterativ die Pixelintensitätsdaten in dem interessierenden Volumen auf mehrere gedrehte Bildebenen projiziert, wobei eine Strahlwurftechnik verwendet wird. Bevor die projizierten Bilder in dem Filmspeicher gespeichert werden, wird der Kontrast von den Pixelintensitätsdaten, die diese projizierten Bilder aufbauen, durch die Hauptsteuerung eingestellt, wobei eine eins-zu-eins-Kartierung (Mapping) von nicht eingestellten Pixelintensitätsdaten in eingestellte Pixelintensitätsdaten verwendet wird. Die Kartierung wird durch die Hauptsteuerung generiert auf der Basis der Pixelintensitätsdaten von entweder einem Quellbild (Frame) oder einem projizierten Bild. Die Kontrasteinstellungskartierung wird auf jedes projizierte Bild angewendet.

DE 198 19 800 A 1

Die Erfindung bezieht sich allgemein auf Ultraschall-Bildgebung der menschlichen Anatomie zum Zweck der medizinischen Untersuchung. Insbesondere bezieht sich die Erfindung auf ein Verfahren zur bildlichen Darstellung der menschlichen Anatomie durch Erfassen der Intensität von Ultraschall-Echos, die von dem abgetasteten bzw. gescannten Volumen in einem menschlichen Körper reflektiert werden.

Die üblichsten Modi der diagnostischen Ultraschall-Bildgebung umfassen B- und M-Modes (benutzt zur Darstellung interner, physikalischer Struktur), Doppler und Farbströmung (die letzten zwei werden hauptsächlich dazu verwendet, Strömungs-Charakteristiken, wie beispielsweise in Blutgefäßen, darzustellen). Bei der üblichen B-Mode-Bildgebung erzeugen Ultraschall-Scanner Bilder, in denen die Helligkeit von einem Pixel auf der Intensität von einer Echoantwort beruht. Die Amplitude von den reflektierten Wellen wird dazu verwendet, schwarze und weiße Bilder von den Geweben zu erzeugen.

Die vorliegende Erfindung ist in einem Ultraschall-Bildgebungssystem verkörpert, das aus vier hauptsächlichen Untersystemen besteht: einem Bündelformer 2 (vgl. Fig. 1), einem Prozessor-Subsystem 4, einer Abtastkonverter/Displaysteuerung 6 sowie einer Hauptsteuerung 8. Die Systemsteuerung erfolgt zentral in der Hauptsteuerung 8, welche die Bedieneingaben über eine (nicht gezeigte) Bedienerschnittstelle empfängt und ihrerseits die verschiedenen Untersysteme steuert. Die Hauptsteuerung erzeugt ebenfalls für das System die Zeit- und Steuersignale, die über einen Systemsteuerbus 10 sowie einen (nicht gezeigten) Scan- bzw. Abtaststeuerbus verteilt werden.

Der Hauptdatenpfad beginnt mit den digitalisierten HF Eingängen von dem Wandler an den Strahl- bzw. Bündelformer. Der Bündelformer gibt zwei aufsummierte, digitale Empfangsbündel im Basisband aus. Die Basisbanddaten werden als Eingang an den B-Mode-Prozessor 4A und den Farbströmungsprozessor 4B gegeben, wo sie entsprechend dem Datenerfassungsmodus prozessiert und als prozessierte akustische Vektor- (Bündel-)Daten an den Abtastkonverter/Displayprozessor 6 ausgegeben werden. Der Abtastkonverter/Displayprozessor 6 nimmt die prozessierten akustischen Daten auf und gibt die Video-Displaysignale für die Abbildung in einem Rastercan-Format an einen Farbmonitor 12 aus. Die Abtastkonverter/Displaysteuerung 6 formatiert weiterhin in Zusammenarbeit mit der Hauptsteuerung 8 viele Bilder zum Display, für Display-Anmerkungen, grafische Auflagen (overlays) sowie für eine Wiedergabe von Filmschleifen und aufgezeichneten Zeitliniendaten.

Der B-Mode-Prozessor 4A konvertiert die Basisbanddaten von dem Bündelformer in eine logarithmisch komprimierte Version der Signaleinhüllenden. Die B-Funktion bildet die zeitvariable Amplitude der Einhüllenden des Signals als eine Grauskala unter Verwendung eines 8-Bit Ausgangs für jedes Pixel ab. Die Einhüllende eines Basisbandsignals ist die Größe des Vektors, der die Basisbanddaten repräsentiert.

Die Frequenz der von der Innenseite von Blutgefäßen, Herzkammern usw. reflektierten Schallwellen wird proportional zu der Geschwindigkeit der Blutzellen verschoben, und zwar in positiver Richtung für sich auf den Wandler zu bewegende Zellen und in negativer Richtung für die sich davon weg bewegende Zellen. Der Farbströmungs(CF)-Prozessor 4B wird benutzt, um eine zweidimensionale Echtzeit-Abbildung der Blutgeschwindigkeit in der Abbildungsebene vorzusehen.

Die akustischen Zeilenspeicher 14A und 14B der Abtastkonverter/Displaysteuerung 6 nehmen jeweils die von den Prozessoren 4A und 4B prozessierten digitalen Daten auf und führen die Koordinatentransformationen der Farbströmungs- und Intensitätsdaten vom Polarkoordinaten- (R- θ) Sektorformat oder vom Cartesischen linearen Koordinatenfeld zu geeignet skalierten Display-Pixeln durch, die im X-Y Displayspeicher 18 gespeichert werden. Im B-Mode werden die Intensitätsdaten im X-Y Displayspeicher 18 gespeichert, wobei jede Adresse drei Pixel zu 8 Bit speichert. Alternativ werden im Farbströmungsmodus die Farbströmungsdaten wie folgt im Speicher gespeichert: Intensitätsdaten (8 Bits), Geschwindigkeits- oder Energiedaten (8 Bits) sowie Turbulenzdaten (4 Bits).

Eine Vielzahl von aufeinanderfolgenden (Voll-)Bildern (Frames) von Farbströmungs- oder B-Mode-Daten werden im Filmspeicher auf einer First-In/First-Out (FIFO) Basis gespeichert. Der Filmspeicher wirkt als ein im Hintergrund laufender ringförmiger Bildpufferspeicher, der kontinuierlich auf Bilddaten zugreift, die in Echtzeit für den Benutzer zur Darstellung gebracht werden. Wenn der Benutzer das System "einfriert", hat er die Möglichkeit, zuvor im Filmspeicher eingefangene Bilddaten anzuschauen. Die Grafikdaten für die Herstellung von grafischen Auflagen auf dem dargestellten Bild werden erzeugt und gespeichert in dem Zeitlinien/Grafikprozessor und Displayspeicher 20. Der Videoprozessor 22 schaltet im Multiplexbetrieb zwischen den Grafikdaten, den Bilddaten sowie den Zeitliniendaten hin und her, um den endgültigen Videoausgang in einem Rasterabtastformat auf dem Videomonitor 12 zu erzeugen. Zusätzlich sorgt er für verschiedene Grauskala- und Farbkartierungen (maps) sowie für die Verknüpfung der Grauskala- und Farbbilder.

Das konventionelle Ultraschall-Bildgebungssystem sammelt B-Mode- oder Farbströmungs-Mode-Bilder in einem Filmspeicher 24 auf einer kontinuierlichen Basis. Der Filmspeicher 24 stellt einen residenten digitalen Bildspeicher für Einzelbildbetrachtung und für Mehrfachbildschleifenbetrachtung sowie verschiedene Steuerungsfunktionen zur Verfügung. Das während der Einzelbild-Filmwiedergabe dargestellte interessierende Gebiet ist dabei dasjenige, das während der entsprechenden Bilderfassung benutzt wurde. Der Filmspeicher arbeitet ebenfalls als ein Puffer für die Übertragung von Bildern zu digitalen Archivierungsgeräten über die Hauptsteuerung 8.

Konventionelle Ultraschall-Scanner erzeugen zweidimensionale B-Mode-Bilder, bei denen die Helligkeit eines Pixels auf der Intensität der Echorückkehr basiert. Zweidimensionale Ultraschall-Bilder sind oftmals schwer zu interpretieren aufgrund des Unvermögens des Beobachters, sich die zweidimensionale Darstellung der gerade abgetasteten Anatomie zu veranschaulichen. Wird jedoch die Ultraschallsonde über einen interessierenden Bereich geführt und werden dabei zweidimensionale Abbildungen zur Formung eines dreidimensionalen Volumens akkumuliert, dann läßt sich die Anatomie viel leichter sowohl für den geübten als auch für den ungeübten Betrachter vorstellen. Üblicherweise werden dreidimensionale Abbildungen von B-Mode-Daten und Farbströmungs-Geschwindigkeits- oder Energie(power)-Daten separat zur Darstellung gebracht. Es gibt jedoch viele Gelegenheiten, bei denen beim Darstellen der Geschwindigkeits- oder Energiedaten allein der Betrachter ein Gefühl für die gerade abgebildete Anatomie verliert. Durch eine Kombination von Intensitäts-Projektionen mit Projektionen von Farbströmungsgeschwindigkeit- oder Energiedaten ist es möglich, ein Ge-

fühl für die Anatomie beizubehalten und gleichzeitig die Geschwindigkeit oder Energie abzubilden.

Um die beste Bildqualität zu erhalten, wenn dreidimensionale Rekonstruktionen von Ultraschallbildern ausgeführt werden, ist es aufgrund der großen Änderung im Kontrast von Ultraschallbildern notwendig, den Kontrast des rekonstruierten Bildes einzustellen. Dies geschieht üblicherweise dadurch, daß der Benutzer interaktiv den Kontrast und die Helligkeit des Bildes einstellen kann. Dieses Verfahren ist zeitraubend und erfordert einen Benutzereingang, der auf Ultraschall-Bildgebungseinrichtungen normalerweise nicht vorgesehen ist. Weiterhin können der Kontrast und die Helligkeit des wiedergegebenen Bildes von den Quellbildern beträchtlich abweichen, die dazu verwendet werden, die dreidimensionale Projektion zu konstruieren. Wenn die originalen und wiedergegebenen Bilder gleichzeitig durch den gleichen Display-Prozessor betrachtet werden, kann es unmöglich sein, für beide Bilder akzeptable Helligkeits- und Kontrastwerte zu erzielen.

Die vorliegende Erfindung gibt ein Verfahren sowie eine Einrichtung an zum automatischen Einstellen des Kontrastes in dreidimensionalen Ultraschallbildern, um einen optimalen Kontrast zu erzielen. Dies wird dadurch erreicht, daß automatisch die Helligkeits- und Kontrastwerte von dem rekonstruierten Bild auf der Basis der Werte der rekonstruierten oder Quellbilder eingestellt werden, um die optimalen Werte für das rekonstruierte Bild zu erzielen. Diese Technik gestattet, daß sowohl die Quell- als auch rekonstruierten Bilder in den gleichen Helligkeits- und Kontrastbereichen dargestellt werden.

Die Erfindung wird in einem Ultraschall-Bildgebungssystem verwendet, das B-Mode-Bilder in einem Filmspeicher auf einer kontinuierlichen Basis oder auf ein externes Trigger-Ereignis hin sammelt, d. h. für eine Vielzahl von Schnitten bzw. Scheiben (Slices). Die Daten von einem jeweiligen interessierenden Bereich bzw. Gebiet für jeden Schnitt oder jedes Quellbild werden zu einer Hauptsteuerung gesandt, wobei derartige Daten ein interessierendes Volumen bilden. Die Hauptsteuerung führt einen Algorithmus aus, der die Pixelintensitätsdaten in dem interessierenden Volumen iterativ auf mehrere gedrehte Bildebenen projiziert, und zwar unter Verwendung einer Strahlwurf (ray-casting) -Technik. Die projizierten Bilder werden schließlich als getrennte Vollbilder (Frames) in dem Filmspeicher gespeichert, wobei jedes Vollbild (Frame) auf das letzte Hintergrund-Vollbild(Frame) überlagert bzw. superpositioniert ist. Bevor jedoch die projizierten Bilder in dem Filmspeicher gespeichert werden, wird der Kontrast von den Pixelintensitätsdaten, die diese projizierten Bilder aufbauen, eingestellt.

Erfindungsgemäß wird der Kontrast der projizierten Bilder dadurch eingestellt, daß eine eins-zu-eins-Kartierung (Mapping) der nicht-eingestellten Pixelintensitätsdaten in eingestellte Pixelintensitätsdaten erzeugt wird. Die Kartierung wird erzeugt auf der Basis von Pixelintensitätsdaten von entweder einem Quellbild (Quellframe) oder einem projizierten Bild. Im ersten Fall wird die Kartierung vor der Projektion generiert; im zweiten Fall wird die Kartierung nach der Projektion generiert. Die Kartierung wird auf jedes projizierte Bild angewendet, um für eine Kontrasteinstellung für eine bildliche Darstellung zu sorgen.

Um die Kontrasteinstellungs-Kartierung zu generieren, kompiliert die Hauptsteuerung ein Säulendiagramm bzw. Histogramm von der Anzahl von Pixeln mit einer Intensität innerhalb jeder von einer Vielzahl von vorgeschriebenen Intensitätsbereichen oder -rahmen (Bins) für einen oder mehrere Schnitte (Slices) von Quelldaten oder für ein oder mehrere projizierte Bilder (z. B. die 0° Projektion). Zur gleichen Zeit ermittelt die Hauptsteuerung die maximale Pixelintensität in dem Quell- oder dem projizierten Bild. Indem mit dem Bereich oder Rahmen, der die maximale Anzahl von Pixeln enthält, begonnen wird und die übrigen Bereiche oder Rahmen in der Reihenfolge abnehmender Pixelzahl hinzuaddiert werden, werden die Pixelzahlen in jedem Intensitätsbereich oder -rahmen aufaddiert, bis ein vorbestimmter Prozentsatz der Gesamtzahl von Pixeln erreicht ist. Wenn die gezählten Bereiche oder Rahmen meistens Pixel mit relativ hoher Intensität enthalten, wird die untere Grenze des Bereiches oder Rahmens mit kleinster Intensität, die in der Zählung enthalten ist, der Pixelintensitäts-Schwellenwert. Wenn umgekehrt die gezählten Bereiche oder Rahmen meistens Pixel mit relativ kleiner Intensität enthalten, wird die obere Grenze des die höchste Intensität aufweisenden Bereiches oder Rahmens, der in der Zählung enthalten ist, der Pixelintensitäts-Schwellenwert. In jedem Fall wird dann eine eins-zu-eins-Kartierung (Mapping) erzeugt, so daß der Bereich von Intensitätswerten oberhalb (oder unterhalb) des Pixelintensitäts-Schwellenwertes linear korreliert wird zu einem expandierten Displayintensitäts-Wertebereich von 0 bis 255.

In dem erfindungsgemäßen Verfahren wird der Kontrast von jedem projizierten Bild automatisch eingestellt, wobei die Kartierung (Mapping) verwendet wird, die aus dem Pixelintensitäts-Histogramm generiert ist, bevor die Hauptsteuerung dieses projizierte Bild in den Filmspeicher schreibt. Genauer gesagt, die projizierten Pixeldaten mit Intensitätswerten innerhalb des Bereiches, der den Bereichen oder Rahmen (Bins) entspricht, die in der Histogramm-Zählung enthalten sind, d. h. in dem Kartierungseingabebereich, werden bezüglich des Kontrastes eingestellt, indem jeder Intensitätswert in den projizierten Pixeldaten in den entsprechenden Displayintensitätswert transformiert wird, der durch die eins-zu-eins-Kartierung gebildet wird. Die Pixeldaten mit Intensitätswerten außerhalb des Kartierungseingabebereiches werden aussortiert. Indem also der Kontrast der Pixelintensitätsdaten von höchstem Interesse vergrößert wird und die Pixelintensitätsdaten mit geringstem Interesse aussortiert werden, wird jedes projizierte Bild zu dem gewünschten Helligkeits- und Kontrastbereich oberhalb oder unterhalb des Pixelschwellenwertes in Abhängigkeit von dem beabsichtigten Ergebnis kartiert.

Die Erfindung wird im folgenden anhand von Ausführungsbeispielen unter Zuhilfenahme der Zeichnungen näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild, das die hauptsächlichen funktionalen Subsysteme innerhalb eines Echtzeit-Ultraschall-Bildgebungssystems zeigt;

Fig. 2 ein Blockschaltbild der Einrichtung zur Rekonstruktion von Bildern (Frames) enthaltend aufeinanderfolgende volumetrische Projektionen von Intensitäts- und Geschwindigkeits- oder Energiepixeldaten gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

Fig. 3 ein Flußdiagramm, das die Schritte eines Algorithmus für die Rekonstruktion der Bilder (Frames) unter Einfluß von aufeinanderfolgenden volumetrischen Projektionen von Intensitäts- und Geschwindigkeits- oder Energiepixeldaten gemäß der bevorzugten Ausführung der vorliegenden Erfindung zeigt;

Fig. 4 eine schematische Darstellung des abgetasteten interessierenden Objektvolumens, ein zugeordnetes Datenvolumen sowie eine Bildprojektionsebene, die in die volumetrische Wiedergabe einer umgekehrten Strahlwurfprojektion gemäß dem Stand der Technik miteinbezogen ist;

Fig. 5 eine schematische Darstellung, die ein Paar von geometrischen zweidimensionalen Konfigurationen entsprechend gleichen Ansichten von Objekt- und Datenvolumen zeigt, und die nützlich ist bei der Definition von notwendigen Skalierkonstanten bei der dreidimensionalen Ultraschall-Bildgebung;

Fig. 6 ein schematisches Blockschaltbild einer Einrichtung zur Lieferung einer Projektion mit maximaler Intensität bei der dreidimensionalen Ultraschall-Bildgebung.

Fig. 7A ein Säulendiagramm ist, das die Population von Pixeln mit Intensitätswerten in vorbestimmten Bereichen für ein Bild mit Pixeln hoher Intensität zeigt;

Fig. 7B eine Kontrasteinstellungskartierung von den eine hohe Intensität aufweisenden Pixeldaten, die in **Fig. 7A** dargestellt sind, gemäß dem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung ist;

Fig. 8A ein Säulendiagramm ist, das die Population von Pixeln mit Intensitätswerten in vorbestimmten Bereichen für ein Bild mit Pixeln geringer Intensität zeigt;

Fig. 8B eine Kontrasteinstellungskartierung von den eine geringe Intensität aufweisenden Pixeldaten, die in **Fig. 8A** dargestellt sind, gemäß dem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung ist.

Gemäß **Fig. 2** enthält die Hauptsteuerung **8** eine zentrale Verarbeitungseinheit (CPU) **42** und einen Speicher **44** mit wahlfreiem Zugriff. Die CPU **42** weist einen darin angeordneten Nur-Lese-Speicher (ROM) zum Speichern der Routinen auf, die für die Umsetzung (Transformation) des gewonnenen Volumens von Intensitäts- oder Farbströmungsmodedaten in eine Vielzahl von dreidimensionalen unter verschiedenen Winkeln genommenen Projektionsbildern benutzt werden. Die CPU **42** steuert den XY-Speicher **18** und den Filmspeicher **24** über den Systemsteuerbus **10**. Insbesondere steuert die CPU **42** den Datenfluß von dem XY-Speicher **18** zum Videoprozessor **22** und zum Filmspeicher **24** sowie von dem Filmspeicher zum Videoprozessor **22** und zur CPU **42** selbst. Wenn das Ultraschall-Bildgebungssystem im Farbströmungsmodus arbeitet, wird jedes (Voll-)Bild (frame) von Farbströmungsdaten, das einen von mehreren Scans oder Schnitten (Slices) durch das untersuchte Objekt repräsentiert, in dem XY-Speicher **18** gespeichert und im nächsten Zyklus zum Videoprozessor **22** sowie zum Filmspeicher **24** übertragen. Ein das abgetastete Objektvolumen repräsentierender Stapel von Bildern wird im Abschnitt **24A** des Filmspeichers **24** gespeichert. Während der Initialisierung (vgl. Schritt **26** in **Fig. 3**) holt die CPU **42** vom Abschnitt **24A** des Filmspeichers lediglich die einem interessierenden Objektvolumen entsprechenden Farbströmungsdaten. Dies wird bewerkstelligt, indem man lediglich die Farbströmungsdaten in einem interessierenden Gebiet von jedem gespeicherten Bild holt, das von irgendeinem Scan gewonnen wurde, der das interessierende Volumen geschnitten hatte. Mit anderen Worten, die dem interessierenden Gebiet entsprechenden Farbströmungsdaten von jedem einen Bild eines Stapels von aufeinanderfolgenden Bildern bilden ein interessierendes Quelldatenvolumen.

Wie aus **Fig. 3** zu ersehen ist, werden die Intensitätsdaten in dem dem interessierenden Objektvolumen entsprechenden Pixeldatensatz vor der Projektion als Option gefiltert (Schritt **28**), um Fleckenrauschen (Speckle-Rauschen) zu glätten und Artefakte zu reduzieren. Dies vermeidet während der Projektion den Verlust von Daten aufgrund von Fleckenrauschen. Beispielsweise erzeugen Blutgefäße weniger Echo als das umgebende Gewebe. Gefäße können deshalb unter Einsatz von Projektionen mit minimaler Intensität abgebildet werden. Alternativ werden im Umkehrvideo/Minimum-Mode die Intensitätsdaten invertiert, um die Gefäße hell anstatt dunkel zu machen. Die Gefäße können dann unter Einsatz von Projektionen mit maximaler Intensität abgebildet werden. Um die Auswahl von maximalen Intensitäten, die helle Flecken im Gegensatz zu den gewünschten Pixeldaten sind, zu verhindern, kann vor der Projektion ein Filter zur Beseitigung solcher hellen Fleckintensitäten benutzt werden. Das aus dem Filmspeicher **24** (vgl. **Fig. 2**) geholte Quelldatenvolumen kann von der CPU **42** gefiltert werden, indem man beispielsweise ein 3×3 Faltungsfilter mit einem $111\ 141\ 111$ Kernel benutzt, d. h. das zentrale Pixel der Intensitätsdaten in jedem 3×3 Pixelarray in jedem Schnitt oder Bild (Frame) wird ersetzt durch einen Intensitätswert, der proportional ist zu der Summe aus dem vierfachen Wert des zentralen Pixels plus der Summe aus den Werten der acht dieses Pixel umgebenden Pixel. Das gefilterte Quelldatenvolumen wird sodann im Speicher **44** abgespeichert (Schritt **30**). In ähnlicher Weise kann ein Faltungsfilter benutzt werden, um schwarze Löcher in einem Bild vor der Projektion mit minimaler Intensität zu entfernen.

Als nächstes führt die CPU **42** unter Verwendung des im US-Patent No. 5.226.113 beschriebenen Strahlwurf-Algorithmus (ray casting algorithm) eine Reihe von Transformationen durch. Die aufeinanderfolgenden Transformationen repräsentieren Projektionen mit maximaler, minimaler oder durchschnittlicher Intensität, Geschwindigkeits- oder Energieprojektionen, die unter winkelmäßigen Inkrementen, beispielsweise in Intervallen von 10° , innerhalb eines Winkelbereichs, z. B. von $+90^\circ$ bis -90° , vorgenommen werden. Die Winkelinkremente müssen jedoch nicht 10° sein; auch ist die Erfindung nicht auf einen bestimmten Winkelbereich begrenzt.

In Übereinstimmung mit der bei der vorliegenden Erfindung angewandten Strahlwurftechnik werden die volumetrisch wiedergegebenen Projektionsbilder von einem Sample bzw. einer Probe **50** (vgl. **Fig. 4**) unter irgendeinem willkürlichen Betrachtungswinkel zur Anzeige gebracht, z. B. einem sphärischen Projektionswinkel, der durch die Winkelparameter (θ, Φ) bezeichnet wird, wobei θ der Winkel ist, den eine Verlängerung **58'** eines Betrachtungsstrahls **58** auf der X-Y Ebene bildet, und wobei Φ der Winkel des Strahls **58** bezogen auf die Verlängerung **58'** ist, und zwar beim Scannen eines Objektvolumens **52** mittels eines Ultraschallwandlers. Das Samplevolumen **52** wird in einer derartigen Weise abgetastet, daß man eine Folge von geschichteten benachbarten Schnitten (slices) oder Scheiben OS_1, OS_2, \dots, OS_k erzeugt, von denen jede dieselbe Anzahl von Objektvolumenelementen (voxels) OV enthält. Jedes Voxel besitzt ein rechteckiges Profil in der Scheibenebene (z. B. in der X-Y Ebene); während die komplementären Seiten von gleicher Länge S sein können, so daß dieses Profil ein Quadrat sein kann, ist die Scheibendicke T im allgemeinen nicht gleich mit der Länge von jeder Seite. Somit enthält der erste Objektschnitt OS_1 eine erste Anzahl von Objektvoxel $OV_{ij,1}$, wobei i und j die jeweiligen Positionen des Voxels auf der X-Achse und auf der Y-Achse sind. In gleicher Weise enthält der zweite Objektschnitt OS_2 Objektvoxel $OV_{ij,2}$. Ein willkürlicher Objektschnitt OS_k enthält Voxel $OV_{ij,k}$, wobei k die Position dieses Voxels auf der Z-Achse bedeutet.

Jedes Objektvoxel $OV_{ij,k}$ wird analysiert und sein Datenwert (Intensität, Geschwindigkeit oder Energie) wird in ein

entsprechendes Datenvoxel $DV_{ij,k}$ eines Datenvolumens **54** platziert. Das Datenvolumen **54** ist ein einfaches kubisches i, j, k Gitter, obwohl die Dicke eines jeden Objektschnitts OS_k und jede Flächengröße eines Objektvoxels (die Größe des Voxels in der X-Y Ebene) im allgemeinen nicht dieselbe sein werden. Das bedeutet, es kann nicht nur das Objektvolumen unterschiedliche Dimensionen X, Y und Z für jedes Voxel aufweisen, sondern es braucht auch die insgesamt Anzahl von Voxel in irgendeiner Dimension nicht dieselbe zu sein. Beispielsweise kann ein typischer dreidimensionaler Ultraschall-Scan jeden Schnitt mit einer 256×256 Voxel enthaltenden Matrix liefern und 128 Schnitte betreffen.

Gemäß einer von der CPU **42** angewandten bekannten Technik wird ein Bild des Objekts **50** projiziert (Schritt **34** in Fig. 3) durch Projektion eines Strahls von einem Gitterpunkt im Datenvoxel $DV_{ij,k}$ in Richtung auf die Bildebene **56**. Der Einfachheit halber kann der Gitterpunkt beispielsweise die am nächsten an dem Datenvolumenursprung liegende Datenvoxelspitze sein. Der Projektionsstrahl **62** tritt aus dem Datenvolumen **54** unter einem Projektionswinkel mit sphärischen Winkelparametern (α, β) aus, die aus den sphärischen Winkelparametern (θ, Φ) transformiert wurden, unter denen das Objektvolumen **52** betrachtet wird. Diese beiden Winkel sind nicht gleich, und zwar aufgrund der geometrischen Verzerrung, die durch die Benutzung eines kubischen Datenvolumens **54** zusammen mit einem nicht-kubischen Objektvolumen **52** verursacht wird. Der projizierte Strahl **62** weist jedoch eine Verlängerung **62'** in der $\bar{x}-\bar{y}$ Ebene auf, die einen Winkel α mit Bezug auf die \bar{x} Achse des Datenvolumens bildet, und der Strahl **62** bildet einen Winkel β mit der Z Achse. Somit werden die Winkel α und β bestimmt durch einen (nachfolgend zu beschreibenden) Rotationsprozeß, um der Betrachtung des Objektvolumens **52** unter dem gewünschten Betrachtungswinkel (θ, Φ) zu entsprechen (unter der Annahme eines Betriebs mit sphärischen Koordinaten). Jeder der Strahlen **62** wird von dem Voxel-Gitterpunkt des Datenvolumens in Richtung auf die Bildebene projiziert.

Obwohl alle Strahlen **62** auf irgendeinen Bereich der Bildebene auftreffen, wird nur den in das betrachtete Bildebenenpixel **60a** fallenden Strahlen erlaubt, zu den Daten für dieses Bildebenenpixel beizutragen. Hat man somit einen Teil des Objektvolumens **52** zur Betrachtung ausgewählt sowie einen Betrachtungswinkel (θ, Φ) , unter dem dieses ausgewählte Objektvolumen betrachtet werden soll, wird der Datenwert in jedem Voxel des entsprechenden Teils von dem Datenvolumen unter einem Winkel (α, β) (entsprechend der Betrachtung des verzerrten Datenvolumens mit Bezug auf das Objektvolumen) in Richtung auf die Bildebene **56** projiziert. Der Datenwert in einem ersten Voxel (zum Beispiel Voxel $DV_{i,1,k}$), wird somit in Übereinstimmung mit den gewählten Werten θ und Φ entlang dem Strahl **62a** rückprojiziert. Dieser Strahl **62a** trifft bei einer Position **64a** innerhalb des Pixels **60a** auf die Bildebene **56** auf, und weil dies der erste auf dieses Pixel auftreffende Strahl ist, wird der Intensitäts-, Geschwindigkeits- oder Energiewert des auftreffenden Strahls dem gewünschten Pixel **60a** zugeteilt (bzw. darin gespeichert). Das nächste Voxel in dem Datenvolumen (z. B. Voxel $DV_{i,2,k}$) hat seinen zugehörigen Strahl **62b** unter derselben winkelmäßigen (α, β) Konfiguration vom Voxel-Gitterpunkt projiziert, und seine Position **64b** auf der Bildebene **56** wird festgehalten. Unter der Annahme, daß diese Auftreffposition **64b** im gewünschten Pixel **60a** liegt, wird der zweite projizierte Wert (für eine Maximalpixelprojektion) mit dem nun gespeicherten ersten Wert verglichen, und es wird der größere Wert im Speicher für das Pixel **60a** platziert. Es wird verständlich sein, daß für eine Projektion mit einem Durchschnittswert der Wert eines laufenden projizierten Datenvoxels zu der bereits gespeicherten Summe für das Bildfeldpixel (image panel pixel), auf das der Projektionsstrahl auftrifft, hinzugeaddiert wird, und die Summe schließlich durch eine gezählte Anzahl von solchen auftreffenden Strahlen für dieses Pixel geteilt wird. Da jedes Voxel in dem ausgewählten Datenvolumen sequentiell eingegeben und in Richtung auf die Bildebene **56** projiziert wird, wird schließlich ein Datenvolumenvoxel (z. B. Voxel $DV_{i,3,k}$) entlang seinem zugehörigen Strahl **62p** projiziert und trifft nicht innerhalb des gewünschten Pixels **60a** auf, so daß sein Datenwert (z. B. die Intensität) nicht mit dem gegenwärtig für das Pixel **60a** gespeicherten Datenwert verglichen wird. Es wird nun für diese Projektion von Daten bei dem bestimmten (θ, Φ) dreidimensionalen Betrachtungswinkel der maximale Datenwert für das Pixel **60a** festgelegt. Tatsächlich weist der Strahl **62p** jedoch einen Auftreffpunkt **64p** auf, der in ein anderes Pixel (z. B. Pixel **60b**) der Bildebene fällt; er wird mit dem darin gespeicherten Datenwert verglichen und der nach dem Vergleich sich ergebende größere Wert wird in den Speicher für dieses Pixel zurückgeführt. Alle Datenwerte werden auf Null zurückgesetzt, wenn eine neue Projektion erfolgen soll. Somit wird jedes der Pixel der Bildebene beim Start einer Bildprojektionsprozedur rückgesetzt, und alle Datenvolumenvoxel (in dem gesamten Raum oder in dem ausgewählten Teil, wie durch den Teil des ausgewählten Objektvolumens **52** festgelegt) werden einzeln und sequentiell abgetastet. Der Datenwert in jeden Datenvoxel DV wird durch einen zugeordneten Strahl **62** so projiziert, daß er in einem Pixel **60** davon auf die Bildebene **56** auftrifft, wobei der Maximalwert in jedem Pixel mit dem gegenwärtigen Wert des strahlprojizierten Datenvolumenvoxels verglichen wird, um den größeren davon zu bestimmen, welcher größere Wert sodann als Teil des Maximalwertbildes gespeichert wird. In der Praxis wird für eine maximale Pixelprojektion der gespeicherte Maximalwert lediglich dann verändert, wenn der neuerliche Wert des projizierten Datenvoxels größer ist als der bereits für das Bildebenenpixel gespeicherte Datenwert, auf den der neuerliche Projektionsstrahl auftrifft.

Gemäß einem anderen Aspekt der obigen Technik wird die Datenprojektion (im Schritt **36** in Figur. 3) skaliert und es wird eine etwaige Anisotropie zwischen dem Objektvolumen und der Bildebene durch lediglich einen einzigen Satz von Berechnungen beseitigt, nachdem die Rückprojektion abgeschlossen ist. Es wird nun auf Fig. 5 Bezug genommen. Da es sich bei dem Objektvolumen **52** um ein reales Volumen handelt, während es sich bei dem Datenvolumen **54** um ein abstraktes Konzept handelt, ist es nötig, den Betrag der Verzerrung der Projektionsdaten aufgrund der Darstellung des kubischen Datenvolumengitters **54** unter einem unterschiedlichen Winkel γ in einer ersten Ebene zu bestimmen und sodann den Winkel ψ , unter dem eine willkürliche Betrachtungsrichtung **66** mit Bezug sowohl auf das Objektvolumen **52** als auch auf das Datenvolumen **54** positioniert wird. Die offenbaren Dimensionen von jedem Voxel werden sich in dem Maße ändern, wie sich die effektiven Erhebungswinkel ψ und γ ändern. Wenn das Aspektverhältnis A (definiert als das Verhältnis der tatsächlichen Scheibendicke T im Objektvolumen **52** zur tatsächlichen Pixelgröße S in demselben Objektvolumen **52**) nicht eins beträgt (d. h. größer oder gleich eins ist, da das Objektvoxel kein kubisches Voxel ist, wie man es beim Datenvolumen **54** antrifft), dann werden die Erhebungswinkel ψ und γ verschieden sein, und der effektive Erhebungswinkel ψ im Datenvolumen wird gegenüber dem tatsächlichen Erhebungswinkel γ in dem Objektvolumen unterschiedlich sein. Die Rotation der Daten erfolgt gemäß einem Objekterhebungswinkel, der erhalten wird durch:

$$\psi = \tan^{-1} \left(\frac{1}{A} \tan[\gamma] \right)$$

5 Danach können die projizierten Daten so skaliert werden, daß sie (wenn die Drehung um die horizontale Achse erfolgt) die korrekte Höhe in dem Objektvolumen erhalten, und zwar durch eine Multiplikation aller projizierten Datenhöhen mit dem Höhenskalierungsfaktor. Die alte projizierte Bildhöhe H kann mit einem effektiven Skalierungsfaktor E_s korrigiert werden, wobei gilt

$$10 \quad E_s = \sqrt{(A \cos \gamma)^2 + \sin^2 \gamma}$$

und die neue Höhe $H' = H \cdot E_s$ ist. Dasselbe trifft für die Breite zu, wenn die Drehung um die vertikale Achse erfolgt.

15 Unter Verwendung der obigen Beziehung führt die Rotation der Datenvolumenwinkel (α , β) zu den Winkeln (θ , Φ), weil die Verzerrung lediglich entlang einer Achse auftritt, so daß der Winkel θ gleich dem Winkel α ist. Die Elemente der 3x3 Rotationsmatrix [M] können bestimmt werden, und bei den gegebenen zwei in Betracht kommenden Drehungswinkeln werden diese Beziehungen benutzt, um die Transformationen vom Datenvolumen zur Bildebene zu bestimmen:

$$20 \quad \begin{aligned} X' &= M1X + M2Y + M3Z + XO \\ Y' &= M4X + M5Y + M6Z + YO \end{aligned}$$

wobei M1-M6 die ersten beiden Zeilen der Rotationsmatrix sind (d. h. M1 = -sin θ , M2 = cos θ sin ψ , M3 = 0, M4 = -cos θ sin ψ , M5 = -sin θ sin ψ und M6 = cos ψ), X' und Y' die Positionen des projizierten Punktes auf der Bildebene sind, und wobei XO und YO die X und die Y Versetzungen (jeweils bezogen auf die niedrigsten X und Y Punktwerte) der Bildebene sind, bei denen der ausgewählte Teil der Bildebene beginnt. Nachdem die Daten auf die Bildebene 56 projiziert sind, wird das Bild zur Korrektur des Effekts der anisotropen Objektvoxel skaliert. Es wird ersichtlich sein, daß die Faktoren M1-M6 zu Beginn einer Projektion (bei gegebenen θ und Φ) vorberechnet (Schritt 32 in Fig. 3) und für alle Rotationsberechnungen benutzt werden können.

Fig. 6 zeigt eine Einrichtung zur Durchführung der oben beschriebenen Strahlwurftechnik, die in der Hauptsteuerung 30 8 (oder in einem separaten zugeordneten Prozessor) vorgesehen ist. Eine derartige Einrichtung weist eine dreidimensionale Datenspeichereinrichtung 70 zum Speichern von Schnittdaten auf, wie sie an einem Dateneingang 70a vom Filmspeicher 24 erhalten werden. Die mit jedem Objektvoxel zusammenhängenden Daten werden bei der Adresse des betreffenden Voxels gespeichert, und zwar als Reaktion auf eine Eingangsinformation für die Voxeladresse, die an einem Voxeladresseingang 70b von einer CPU 74 erhalten wird. Sobald die Datenspeichereinrichtung gefüllt ist (entsprechend der Übertragung aller erforderlichen Daten vom Objektvolumen 52 zum Datenvolumen 54), wird der interessierende Teil des Objektvolumens ausgewählt, und es werden seine Startecke sowie die Ausdehnung in den X, Y und Z Richtungen festlegende Daten von der CPU 74 an einen Eingang 72a einer Adressgeneratoreinrichtung 72 gesandt. Die Einrichtung 72 liefert sequentiell an einem Adressausgang 72b die X, Y und Z Adressen für jedes Voxel innerhalb des ausgewählten Objektvolumens. Der Ausgang 72b ist mit einem Ausgangsdatenadresseingang 70c der Datenspeichereinrichtung 70 verbunden, welche veranlaßt, daß die gespeicherten Intensitätsdaten für das betreffende eine sodann adressierte Voxel vom Datenspeicherausgang 70d ausgegeben werden. Die Aufeinanderfolge der X, Y und Z Voxeladressen wird ebenfalls an einen ersten Eingang 76a einer Berechnungseinrichtung 76 für die Rotationsparameter gegeben, welche Einrichtung über die CPU 74 die Winkelinformation (α , β) als die berechneten Matricelementwerte M1-M6 erhält, um an einem Ausgang 76c die Adresse X', Y' des Bildebenenpixel bereitzustellen, das diesem Objektpixel X, Y, Z entspricht, wenn man es unter einem ausgewählten Betrachtungswinkel (θ , Φ) betrachtet. Die Information für den Betrachtungswinkel (θ , Φ) wird in das System eingegeben und von der CPU 74 verarbeitet. Die Ergebnisse werden an die Eingänge 78b und 78c einer Sichtmatrizeinrichtung 78 gegeben, um Matricelemente M1-M6 an ihrem Ausgang 78a und damit an der Berechnungseinrichtung 76 für die Drehungsparameter vorzusehen. Die Pixeladresse X', Y' in der Bildebene erscheint an einem Adresseingang 80a eines Bildpufferspeichers, der als eine Bildebenenspeichereinrichtung 80 wirkt. Gleichzeitig erscheinen die von dem Datenvolumen zur Projektionsebene projizierten Intensitätsdaten vom Ausgang 70d der dreidimensionalen Datenspeichereinrichtung an dem Eingang 80b für neue Daten der Bildebenenspeichereinrichtung. Diese Daten erscheinen ebenfalls am Eingang 82a für neue Daten einer Datenvergleichseinrichtung 82. Zuvor in der Bildebenenspeichereinrichtung 80 für diese Adresse gespeicherte Intensitätsdaten am Eingang 80a erscheinen an einem Ausgang 80c für alte Daten und damit an einem Eingang 82b für alte Daten in der Vergleichseinrichtung. Die alten und neuen Daten an den jeweiligen Eingängen 82b/82a werden in der Einrichtung 82 verglichen, und ein Ausgang 82c davon wird auf einen ausgewählten logischen Zustand gesetzt (z. B. einen oberen logischen Pegel), wenn die neuen Daten am Eingang 82a eine größere Amplitude aufweisen als die alten Daten am Eingang 82b. Der Ausgang 82c ist mit einem Eingang 80d der Bildebenenspeichereinrichtung für Ersatz- (substitute) Steuerdaten verbunden um zu veranlassen, daß die unter der vom Eingang 80a gesteuerten Adresse gespeicherten Daten geändert werden, um neue Daten am Eingang 80b anzunehmen, wenn sich der Steuereingang für die Ersatzdaten 80d auf dem gewählten logischen Pegel befindet. Somit werden die gespeicherten Daten zu Anfang rückgesetzt, wie bei einem Signal durch einen Daten/Steuereingang 80e (von der CPU 74), und es werden die Daten mit dem größten Wert für jede Pixelstelle X', Y' in der Bildebene gespeichert, und zwar als Antwort auf einen Vergleich, der anzeigt, ob die neuen Daten den Wert der zuvor gespeicherten alten Daten übersteigen. Nachdem alle der ausgewählten Adressen sequentiell vom Adressgenerator 72 abgetastet worden sind, werden die in der Bildebenenspeichereinrichtung 80 gespeicherten Daten in der CPU 74 skaliert, und die skalierten Bildebenenendaten können von der Speichereinrichtung 80 zur Anzeige, zur permanenten Speicherung oder zu ähnlichen Zwecken entnommen werden.

Gemäß einem weiteren Aspekt der Erfindung werden die skalierten Bildebenenendaten vor einer Anzeige (Display) kar-

tiert (mapped), um eine gewünschte Helligkeit sowie einen gewünschten Kontrastbereich zu erzielen (Schritt 38 in Fig. 3). Gemäß dem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung wird der Kontrast der projizierten Bilder durch die Hauptsteuerung eingestellt, indem eine eins-zu-eins-Kartierung der nicht eingestellten Pixelintensitätsdaten in eingestellte Pixelintensitätsdaten hervorgerufen wird. Obwohl die Kartierung (Mapping) auf der Basis von Pixelintensitätsdaten von entweder einem Quellbild (-frame) oder einem projizierten Bild generiert werden kann, wird in dem bevorzugten Ausführungsbeispiel die Kartierung unter Verwendung der ersten (d. h. 0^o) Projektionsbilddaten generiert.

Um die Kontrasteinstellungskartierung zu generieren, kompiliert die Hauptsteuerung ein Säulendiagramm von der Anzahl der Pixel in dem projizierten Bild mit einer Intensität innerhalb eines von jedem einer Vielzahl von vorgeschriebenen Intensitätsbereichen oder -rahmen. Fig. 7A zeigt ein derartiges Säulendiagramm für ein projiziertes Bild mit einer relativ hohen Intensität aufweisenden Pixeldaten; Fig. 8A zeigt ein derartiges Säulendiagramm für ein projiziertes Bild mit Pixeldaten, die eine relativ niedrige Intensität aufweisen. Zur gleichen Zeit ermittelt die Hauptsteuerung die maximale Pixelintensität in dem Quell- oder projizierten Bild. Beginnend mit dem Rahmen (Bin), der die maximale Anzahl von Pixeln enthält, und indem dann die übrigen Rahmen in der Reihenfolge von abnehmenden Pixelzahlen hinzuaddiert werden, wird die Anzahl von Pixeln in jedem Intensitätsbereich oder -rahmen aufaddiert, bis ein vorbestimmter Prozentsatz der Gesamtzahl von Pixeln in dem Bild erreicht ist. Wenn die gezählten Rahmen meistens Pixel mit einer relativ hohen Intensität enthalten (wie es in Fig. 7A gezeigt ist), wird die untere Grenze des die kleinste Intensität aufweisenden Rahmens, der in der Zählung enthalten ist, der Pixelintensitäts-Schwellenwert. Wenn umgekehrt die gezählten Rahmen meistens Pixel mit einer relativ niedrigen Intensität enthalten (wie es in Fig. 8A gezeigt ist), wird die obere Grenze des die höchste Intensität aufweisenden Rahmens, der in der Zählung enthalten ist, der Pixelintensitäts-Schwellenwert. In jedem Fall wird dann eine eins-zu-eins-Kartierung (Mapping) erzeugt, so daß der Bereich der Intensitätswerte oberhalb oder unterhalb des Pixelintensitäts-Schwellenwertes linear korreliert ist zu einem expandierten Displayintensitäts-Wertebereiches von z. B. 0 bis 255 im Falle von 8-Bit Intensitätswerten. Die aus dem Säulendiagramm gemäß Fig. 7A abgeleitete Kartierung ist in Fig. 7B gezeigt; die von dem Säulendiagramm gemäß Fig. 8A abgeleitete Kartierung ist in Fig. 8B gezeigt.

In dem erfindungsgemäßen Verfahren wird der Kontrast von jedem projizierten Bild automatisch eingestellt, wobei die Kartierung verwendet wird, die aus dem Pixelintensitäts-Säulendiagramm generiert ist, bevor die Hauptsteuerung jedes projizierte Bild in den Filmspeicher schreibt. Beispielsweise werden für das eine hohe Intensität aufweisende projizierte Bild, das in Fig. 7A gezeigt ist, die projizierten Pixeldaten mit Intensitätswerten innerhalb des Bereiches von etwa 165 bis 250 in Displayintensitätswerte kartiert oder transformiert, die in einem Bereich von 0 bis 255 liegen, wie es durch die schräge gerade Linie in Fig. 7B gezeigt ist. In ähnlicher Weise werden für das eine kleine Intensität aufweisende projizierte Bild, das in Fig. 8A dargestellt ist, die projizierten Pixeldaten mit Intensitätswerten innerhalb des Bereiches von etwa 0 bis 80 in Displayintensitätswerte kartiert oder transformiert, die in einem Bereich von 0 bis 255 liegen, wie es durch die gestrichelte gerade Linie in Fig. 8B gezeigt ist. Es wird deutlich, daß sich der Eingangsbereich für die Kartierung ändert in Abhängigkeit von dem Bereich der gezählten Rahmen in dem entsprechenden Säulendiagramm, das von dem bestimmten Bild abgeleitet ist. Die Pixeldaten mit Intensitätswerten außerhalb des Kartierungseingabebereiches werden unberücksichtigt gelassen. Indem somit der Kontrast von den Pixelintensitätsdaten von größtem Interesse vergrößert wird und die Pixelintensitätsdaten von geringstem Interesse aussortiert werden, werden die Pixelintensitätsdaten für jedes projizierte Bild mit dem gewünschten Helligkeits- und Kontrastbereich oberhalb oder unterhalb des Pixel-schwellenwertes kartiert. Die Kontrast-eingestellten Pixelintensitätsdaten werden dann zu dem Filmspeicher für eine nachfolgende Darstellung zurückgeleitet.

Die Projektionstechnik wird separat angewendet auf die B-Mode-Intensitätsdaten sowie die Farbströmungsgeschwindigkeits- oder Energie(power)-Daten für das interessierende von dem Filmspeicher wiedergegebene Datenvolumen. Jedes Pixel in dem projizierten Bild schließt die transformierten Intensitätsdaten und die transformierten Geschwindigkeits- oder Energiedaten ein, welche durch Projektion auf eine vorgegebene Bildebene abgeleitet wurden. Zusätzlich speichert während der Zeit, in welcher der Filmspeicher vom Bediener "eingefroren" war, die CPU 42 optional das letzte Bild (frame) aus dem XY Speicher 18 unter mehrfachen aufeinanderfolgenden Adressen im Abschnitt 24B des Filmspeichers 24. Die projizierten Bilddaten für den ersten projizierten Betrachtungswinkel werden in die erste Adresse im Filmspeicherabschnitt 24B eingeschrieben, so daß die projizierten Bilddaten in einem interessierenden Bereich dem Hintergrundbild (background frame) überlagert werden. Dieser Prozeß wird für jede Winkelzunahme wiederholt bis alle projizierten Bilder im Filmspeicherabschnitt 24B gespeichert sind, wobei jeder projizierte Bildrahmen aus einem interessierenden Gebiet besteht, das transformierte Daten und als Option einen Peripheriehintergrund enthält, der das interessierende Gebiet umgibt und aus Hintergrundbilddaten besteht, die nicht von transformierten Daten aus dem interessierenden Gebiet überschrieben sind. Das Hintergrundbild macht es deutlicher, von wo aus jede zur Darstellung gebrachte Projektion betrachtet wird. Der Bediener kann dann jedes projizierte Bild für die Darstellung auswählen. Zusätzlich kann die Abfolge der projizierten Bilder erneut auf dem Displaymonitor abgespielt werden, um das Objektvolumen so darzustellen, als wenn es vor dem Betrachter rotieren würde.

Gemäß einer bevorzugten Ausführung der Erfindung besitzt das Ultraschall-Bildgebungssystem mehrere verschiedene Projektionsmoden. Beispielsweise kann die Projektion Maximalwert- oder Minimalwert-Pixel enthalten. Alternativ kann ein für die Darstellung von Blutgefäßen nützlicher Mode ausgewählt werden, bei dem die Pixeldaten invertiert werden und dann die Maximalwerte auf die Bildebene projiziert werden. Gemäß einem weiteren Modus kann die Strahlwurftechnik eingesetzt werden, um eine Oberflächenwiedergabe (Oberflächen-Rendering) zu liefern.

Die vorstehenden bevorzugten Ausführungsbeispiele wurden zum Zwecke der Veranschaulichung beschrieben. Abänderungen und Modifikationen des Grundkonzepts der Erfindung werden sich unschwer für Fachleute auf dem Gebiet der Ultraschall-Bildgebung oder der Computergrafik ergeben. Alle derartigen Abänderungen und Modifikationen sollen durch die nachfolgend aufgeführten Ansprüche mitumfaßt werden.

1. Einrichtung zur dreidimensionalen Bildgebung von einem Ultraschall-streuenden Medium in einem Objektvolumen, enthaltend:

ein Ultraschall-Wandler-Array zum Aussenden von Ultraschall-Bündeln und zum Erfassen von Ultraschall-Echos, die durch eine Vielzahl von Sample- bzw. Probevolumen in dem Objektvolumen reflektiert werden;

eine Einrichtung zum Gewinnen von Pixelintensitätsdaten, die von Ultraschall-Echos abgeleitet werden, die durch das streuende Medium reflektiert werden, wobei jedes Pixelintensitätsdatum einem entsprechenden aus einer Vielzahl von Sample- bzw. Probevolumen entspricht;

eine Speichereinrichtung zum Speichern gewonnener Pixelintensitätsdaten für jedes der vielen Sample- bzw. Probevolumen;

eine Einrichtung zum Wiedergeben eines Satzes von Pixelintensitätsdaten aus der Speichereinrichtung, die einem interessierenden Volumen in dem Objektvolumen entsprechen;

eine Einrichtung zum Projizieren des Pixelintensitäts-Datensatzes entsprechend dem interessierenden Volumen auf eine Bildebene, wodurch ein projizierter Pixelintensitäts-Datensatz gebildet wird, der ein projiziertes Bild darstellt;

eine Einrichtung zum Übertragen bzw. Transformieren des projizierten Pixelintensitäts-Datensatzes, um ein Kontrast-eingestelltes projiziertes Bild darzustellen; einen Displaymonitor und

eine Einrichtung zum Darstellen des Kontrast-eingestellten projizierten Bildes auf dem Displaymonitor.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Transformationseinrichtung enthält:

eine Einrichtung zum Nullen der Intensitätswerte des projizierten Pixelintensitäts-Datensatzes, der in einem ersten Intensitätsbereich liegt; und

eine Einrichtung zum Übertragen bzw. Transformieren der Intensitätswerte des projizierten Pixelintensitäts-Datensatzes, der in einem zweiten Intensitätsbereich liegt, in Kontrast-eingestellte Intensitätswerte, die in einem dritten Intensitätsbereich liegen, gemäß einer linearen Kartierung (Mapping), wobei die ersten und zweiten Intensitätsbereiche an einem Pixelintensitäts-Schwellenwert zusammenhängen und der dritte Intensitätsbereich breiter als der zweite Intensitätsbereich ist und diesen überlappt, wobei die Kontrasteingestellten Intensitätswerte einen kartierten projizierten Pixelintensitäts-Datensatz bilden, der das Kontrast-eingestellte projizierte Bild darstellt.

3. Einrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Intensitätsbereich Intensitätswerte enthält, die größer als die Intensitätswerte in dem ersten Intensitätsbereich sind.

4. Einrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Intensitätsbereich Intensitätswerte enthält, die kleiner als die Intensitätswerte in dem ersten Intensitätsbereich sind.

5. Einrichtung nach Anspruch 2, gekennzeichnet durch eine Einrichtung zum Zählen der Anzahl von Pixeln in dem projizierten Pixelintensitäts-Datensatz mit einem Intensitätsbereich, der in jedem von einer Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen liegt, wobei der erste Intensitätsbereich einen ersten Satz der Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen enthält und der zweite Intensitätsbereich einen zweiten Satz einschließt und den ersten Satz der Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen ausschließt.

6. Einrichtung nach Anspruch 5, gekennzeichnet durch eine Einrichtung zum Ermitteln des Pixelintensitäts-Schwellenwertes als Antwort auf den Zählwert, der gleich einer vorbestimmten Zahl ist, und eine Einrichtung zum Erzeugen der linearen Kartierung (Mapping) als eine Funktion des Pixelintensitäts-Schwellenwertes.

7. Einrichtung nach Anspruch 2, gekennzeichnet durch eine Einrichtung zum Zählen der Anzahl von Pixeln in dem Pixelintensitäts-Datensatz mit einem Intensitätsbereich, der in jedem von einer Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen liegt, wobei der erste Intensitätsbereich einen ersten Satz der Vielzahl von Intensitätsunterbereichen enthält und der zweite Intensitätsbereich einen zweiten Satz einschließt und den ersten Satz der Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen ausschließt.

8. Einrichtung nach Anspruch 7, gekennzeichnet durch eine Einrichtung zum Ermitteln des Pixelintensitäts-Schwellenwertes als Antwort auf den Zählwert, der gleich einer vorbestimmten Zahl ist, und eine Einrichtung zum Erzeugen der linearen Kartierung (Mapping) als eine Funktion des Pixelintensitäts-Schwellenwertes.

9. Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung von einem Ultraschall-streuenden Medium in einem Objektvolumen, enthaltend die Schritte:

Aussenden von Ultraschall-Bündeln in einer Scan- bzw. Abtastebene, die das Objektvolumen an einer Vielzahl von Sample- bzw. Probevolumen in der Abtastebene schneidet;

Erfassen von Ultraschall-Echos, die von der Vielzahl von Sample- bzw. Probevolumen in der Abtastebene reflektiert werden;

Abtasten der Abtastebene durch das Objektvolumen;

Gewinnen von Pixelintensitätsdaten, die von Ultraschall-Echos abgeleitet werden, die durch das streuende Medium reflektiert werden, wobei jedes Pixelintensitätsdatum einem entsprechenden einer Vielzahl von Sample- bzw. Probevolumen entspricht;

Speichern gewonnener Pixelintensitätsdaten für jedes der vielen Sample- bzw. Probevolumen;

Wiederherstellen eines Satz von Pixelintensitätsdaten aus den gespeicherten gewonnenen Pixelintensitätsdaten, wobei jeder Pixelintensitäts-Datensatz einem interessierenden Volumen in dem Objektvolumen entspricht;

Projizieren des Pixelintensitäts-Datensatzes auf eine Bildebene, wodurch ein projizierter Pixelintensitäts-Datensatz gebildet wird, der ein projiziertes Bild darstellt;

Übertragen bzw. Transformieren des projizierten Pixelintensitäts-Datensatzes, um ein Kontrast-eingestelltes projiziertes Bild darzustellen; und

bildliches Darstellen des Kontrast-eingestellten projizierten Bildes.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Transformationsschritt die Schritte enthält: Nullen der Intensitätswerte des projizierten Pixelintensitäts-Datensatzes, der in einem ersten Intensitätsbereich liegt, und

- Transformieren der Intensitätswerte von dem projizierten Pixelintensitäts-Datensatz, der in einem zweiten Intensitätsbereich liegt, in Kontrast-eingestellte Intensitätswerte, die in einem dritten Intensitätsbereich liegen, gemäß einer linearen Kartierung (Mapping), wobei die ersten und zweiten Intensitätsbereiche an einem Pixelintensitäts-Schwellenwert zusammenhängen und wobei der dritte Intensitätsbereich breiter als der zweite Intensitätsbereich ist und diesen überlappt, wobei die Kontrast-eingestellten Intensitätswerte, die einen kartierten projizierten Pixelintensitäts-Datensatz bilden, das Kontrast-eingestellte projizierte Bild darstellen. 5
11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Intensitätsbereich Intensitätswerte enthält, die größer als die Intensitätswerte in dem ersten Intensitätsbereich sind.
12. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite Intensitätsbereich Intensitätswerte enthält, die kleiner als die Intensitätswerte in dem ersten Intensitätsbereich sind. 10
13. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl von Pixeln in dem projizierten Pixelintensitäts-Datensatz mit einem Intensitätsbereich, der in jedem einer Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen liegt, gezählt wird, wobei der erste Intensitätsbereich einen ersten Satz der Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen enthält und der zweite Intensitätsbereich einen zweiten Satz einschließt und den ersten Satz der Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen ausschließt. 15
14. Verfahren nach Anspruch 13, gekennzeichnet durch die Schritte:
Ermitteln des Pixelintensitäts-Schwellenwertes bei einem Zählwert, der gleich einer vorbestimmten Zahl ist, und Erzeugen der linearen Kartierung (Mapping) als eine Funktion des Pixelintensitäts-Schwellenwertes.
15. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl von Pixeln in einem Untersatz von dem Pixelintensitäts-Datensatz gezählt wird, der dem interessierenden Volumen mit einem Intensitätsbereich entspricht, der in jedem von einer Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen liegt, wobei der erste Intensitätsbereich einen ersten Satz der vielen Intensitäts-Unterbereiche enthält und der zweite Intensitätsbereich einen zweiten Satz einschließt und den ersten Satz der vielen Intensitäts-Unterbereiche ausschließt. 20
16. Verfahren nach Anspruch 15, gekennzeichnet durch die Schritte:
Ermitteln des Pixelintensitäts-Schwellenwertes bei dem Zählwert, der gleich einer vorbestimmten Zahl ist, und Erzeugen der linearen Kartierung (Mapping) als eine Funktion des Pixelintensitäts-Schwellenwertes. 25
17. Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung von einem Ultraschall-streuenden Medium in einem Objektvolumen, enthaltend die Schritte:
Aussenden von Ultraschall-Bündeln in einer Abtast- bzw. Scanebene, die das Objektvolumen an einer Vielzahl von Sample- bzw. Probevolumen in der Abtastebene schneidet; 30
Erfassen von Ultraschall-Echos, die von der Vielzahl von Sample- bzw. Probevolumen in der Abtastebene reflektiert werden;
Abtasten der Abtastebene durch das Objektvolumen an einer Vielzahl von Abtastpositionen;
Gewinnen einer Vielzahl von Untersätzen von Pixelintensitätsdaten, die von Ultraschall-Echos abgeleitet werden, die durch das streuende Medium in entsprechenden Ebenen reflektiert werden, die durch die Abtastpositionen der Abtastebene definiert sind, wobei jeder Untersatz von Pixelintensitätsdaten ein entsprechendes Intensitätsdatenbild (Frame) bildet; 35
Speichern der Vielzahl von Intensitätsdatenbildern;
Wiedergeben eines entsprechenden Untersatzes von Pixelintensitätsdaten, die einem interessierenden Bereich entsprechen, aus gewählten aufeinanderfolgenden gespeicherten Intensitätsdatenbildern, wobei die Pixelintensitäts-Datenuntersätze, die einen Pixelintensitäts-Datensatz bilden, einem interessierenden Volumen in dem Objektvolumen entsprechen; 40
Projizieren des Pixelintensitäts-Datensatzes auf eine Bildebene, wodurch ein projizierter Pixelintensitäts-Datensatz gebildet wird, der ein projiziertes Bild darstellt;
Transformieren des projizierten Pixelintensitäts-Datensatzes, um ein Kontrast-eingestelltes projiziertes Bild darzustellen; und 45
bildliches Darstellen eines Bildes, das das Kontrasteingestellte projizierte Bild aufweist, das auf einem zentralen Bereich von einem gewählten der Vielzahl von Intensitätsdatenbildern (Frames) überlagert ist.
18. Verfahren nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß der Transformationsschritt die Schritte enthält:
Nullen der Intensitätswerte des projizierten Pixelintensitäts-Datensatzes, der in einem ersten Intensitätsbereich liegt, und 50
Transformieren der Intensitätswerte des projizierten Pixelintensitäts-Datensatzes, der in einem zweiten Intensitätsbereich liegt, in Kontrast-eingestellte Intensitätswerte, die in einem dritten Intensitätsbereich liegen, gemäß einer linearen Kartierung (Mapping), wobei die ersten und zweiten Intensitätsbereiche an einem Pixelintensitäts-Schwellenwerte zusammenhängen und wobei der dritte Intensitätsbereich breiter ist als der zweite Intensitätsbereich und diesen überlappt, wobei die Kontrast-eingestellten Intensitätswerte einen kartierten, projizierten Pixelintensitäts-Datensatz bilden, der das Kontrast-eingestellte projizierte Bild darstellt. 55
19. Verfahren nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Anzahl von Pixeln in dem projizierten Pixelintensitäts-Datensatz mit einem Intensitätsbereich gezählt wird, der in jedem von einer Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen liegt, wobei der erste Intensitätsbereich einen ersten Satz aus der Vielzahl von Intensitäts-Unterbereichen einschließt und der zweite Intensitätsbereich einen zweiten Satz einschließt und den ersten Satz der vielen Intensitäts-Unterbereiche ausschließt. 60
20. Verfahren nach Anspruch 19, gekennzeichnet durch die Schritte:
Ermitteln des Pixelintensitäts-Schwellenwertes bei einem Zählwert, der gleich einer vorbestimmten Zahl ist, und Erzeugen der linearen Kartierung (Mapping) als eine Funktion des Pixelintensitäts-Schwellenwertes. 65

Hierzu 8 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

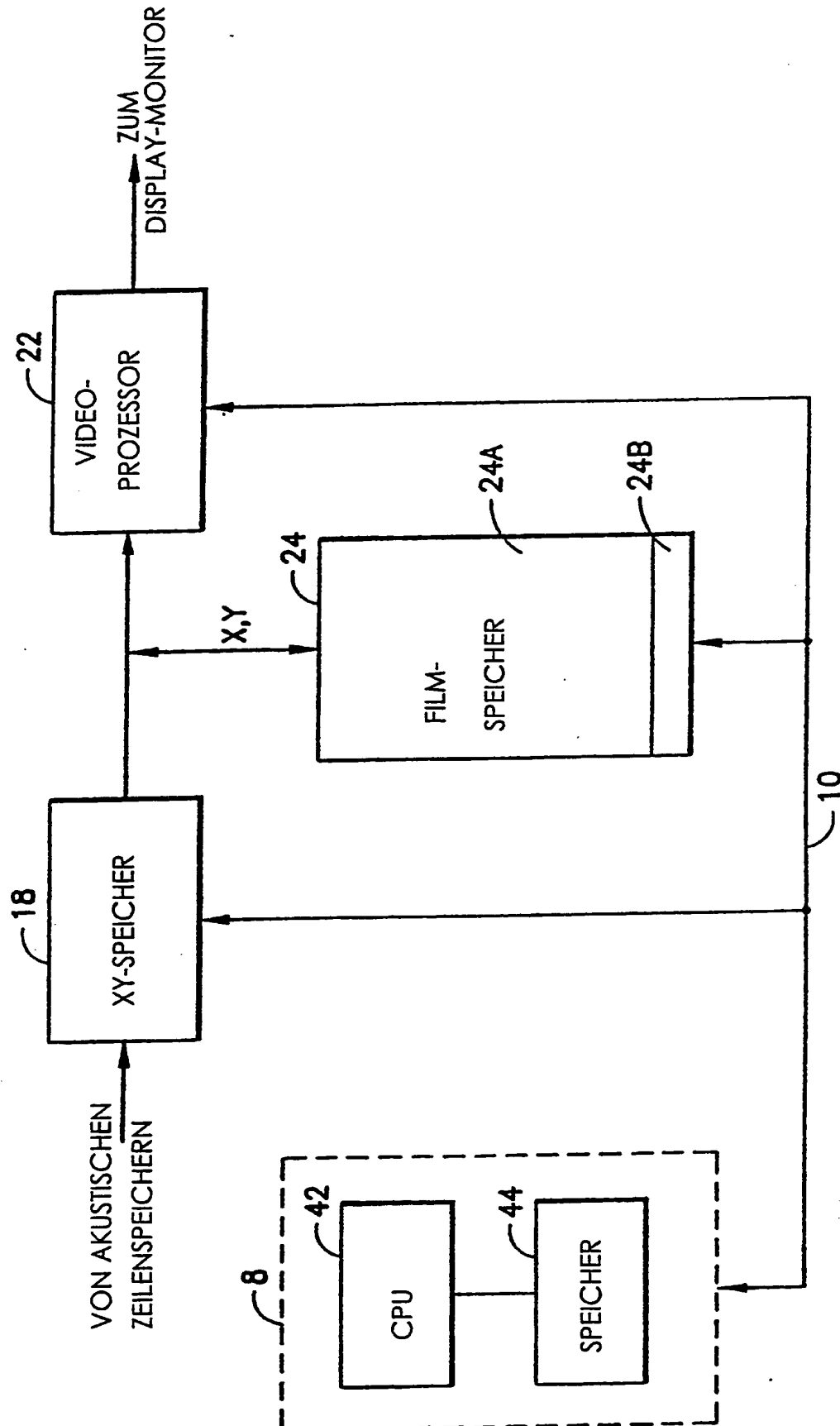


FIG. 2

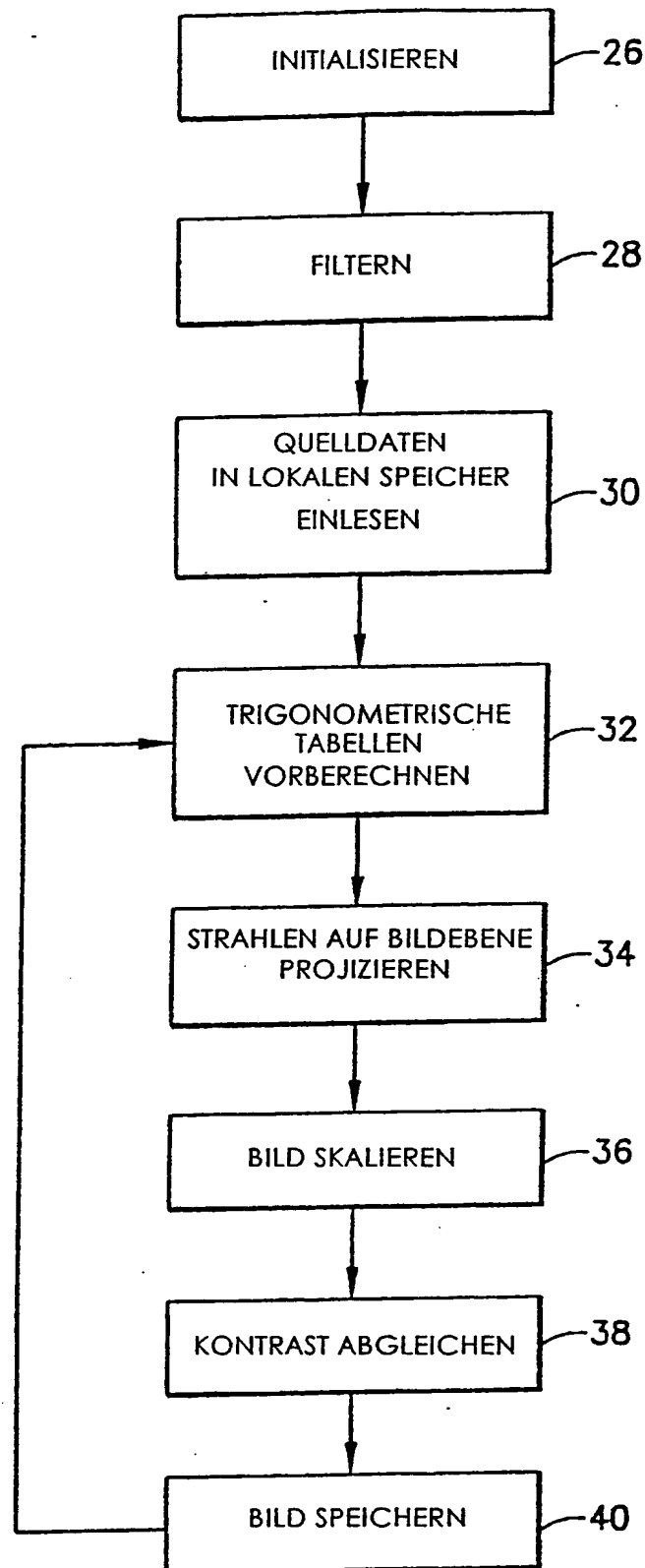


FIG. 3

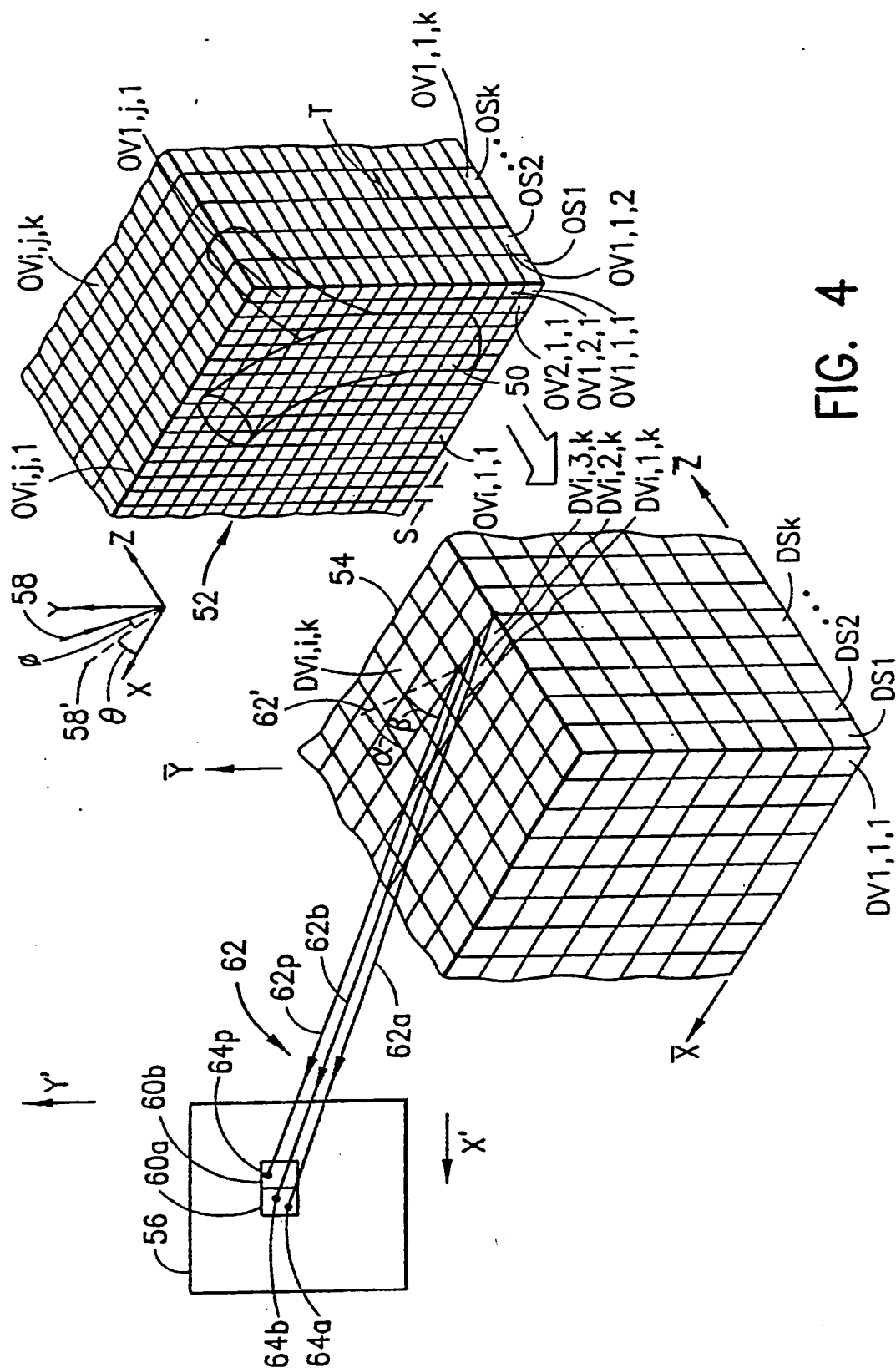


FIG. 4

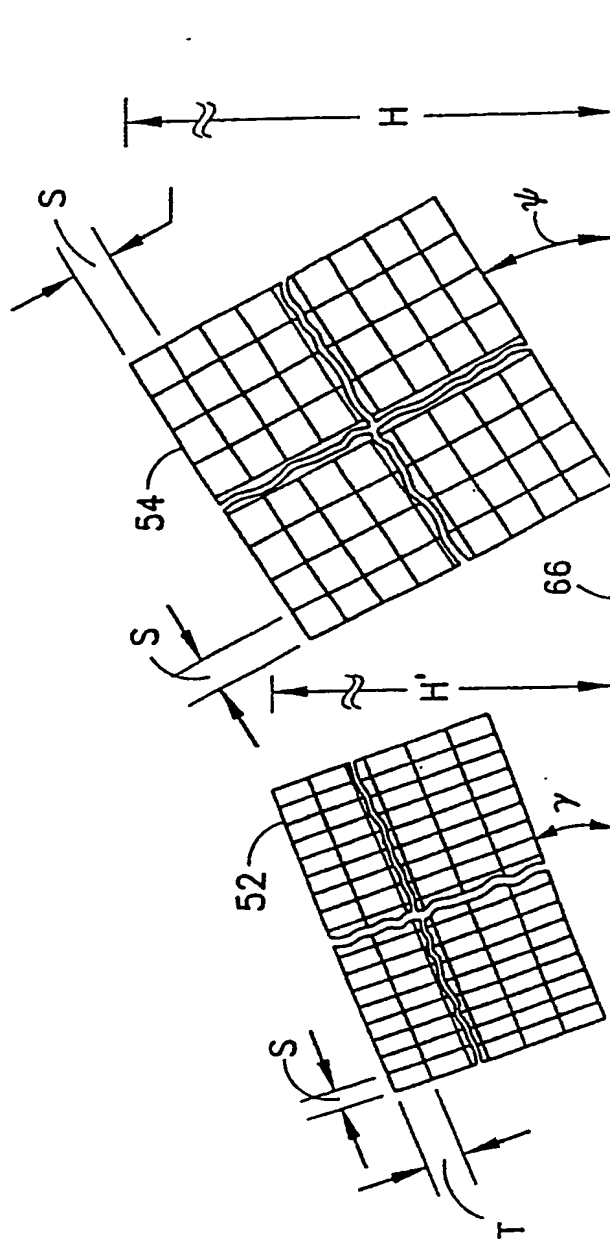


FIG. 5

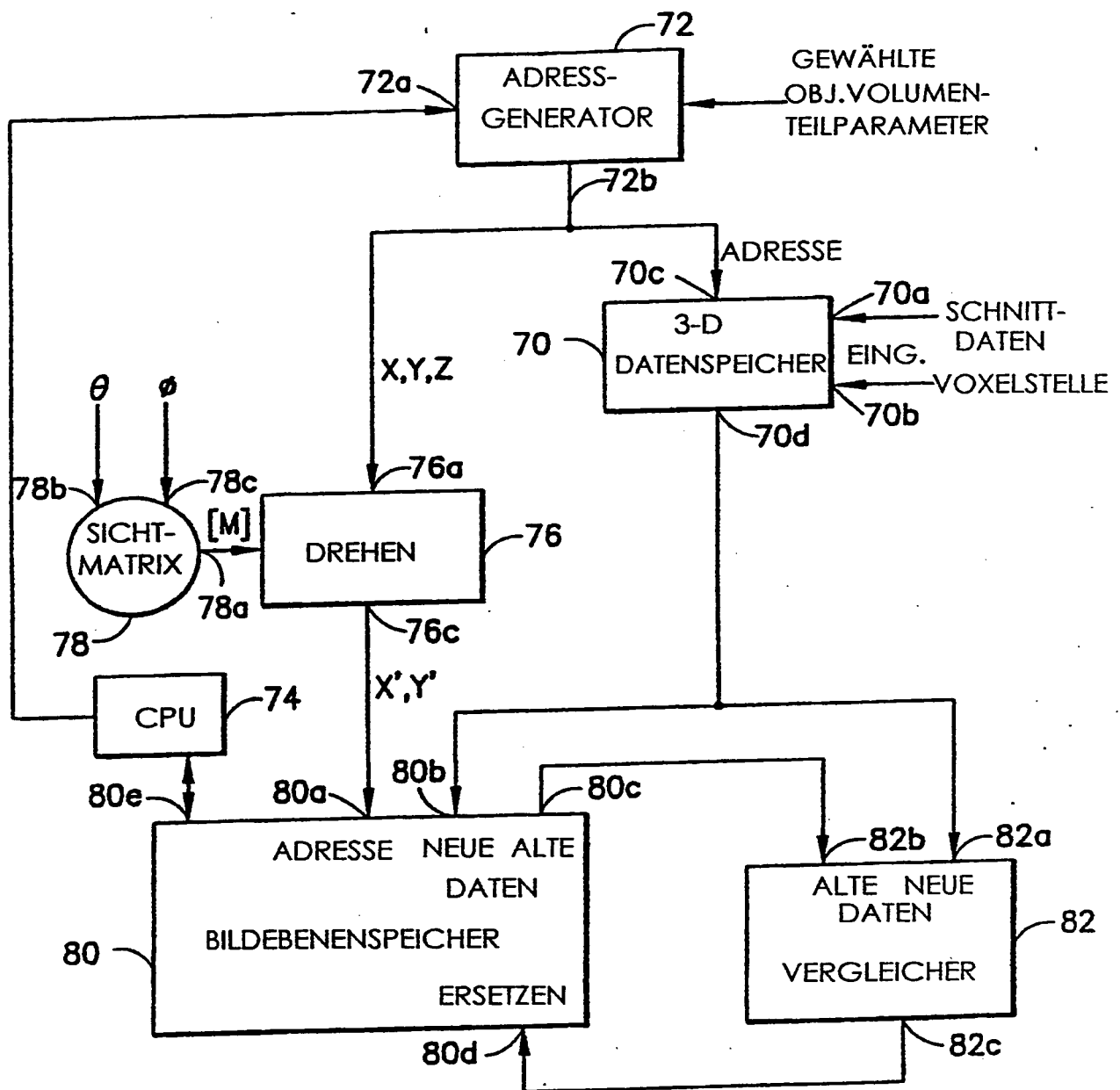


FIG. 6

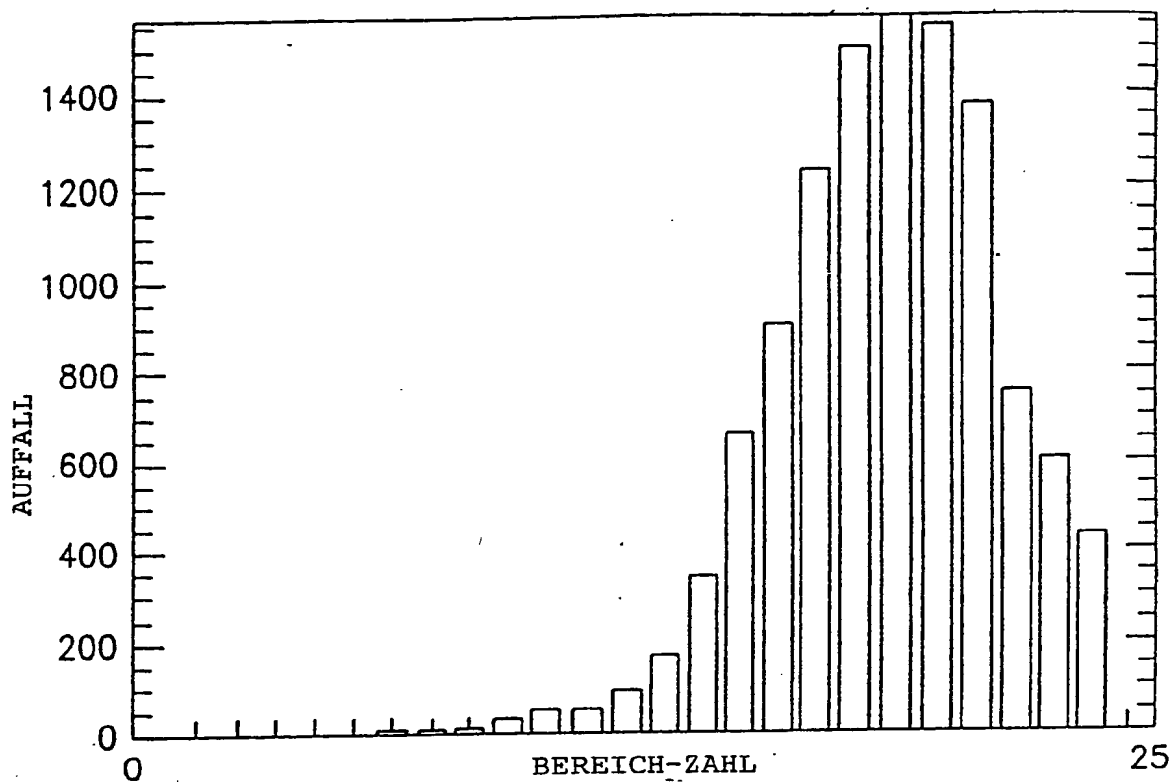


FIG.7A

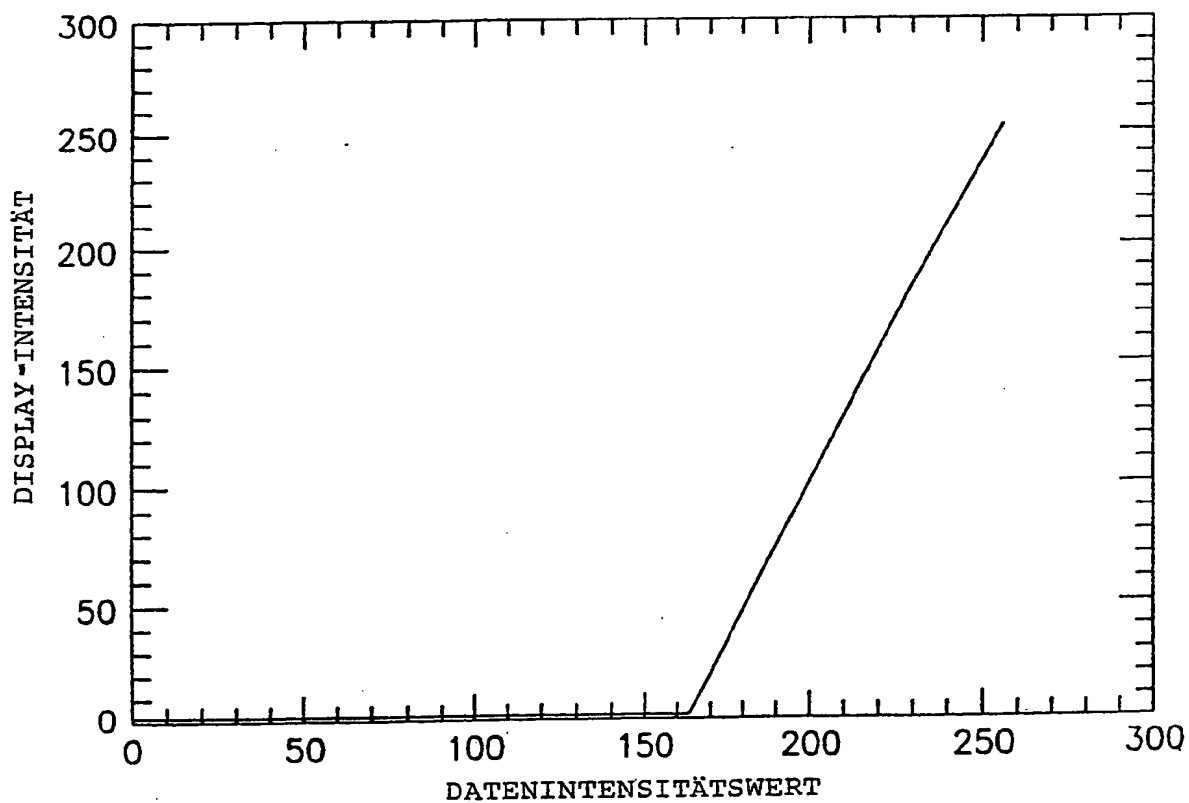


FIG.7B

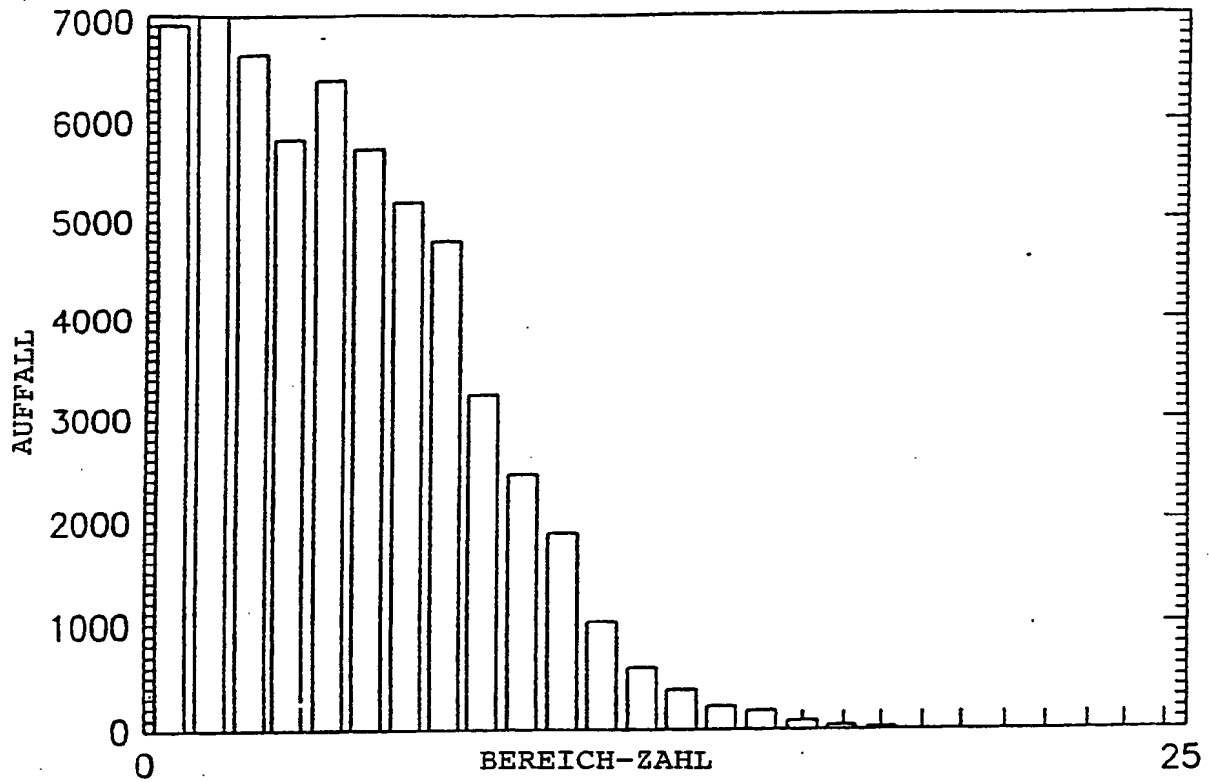


FIG. 8A

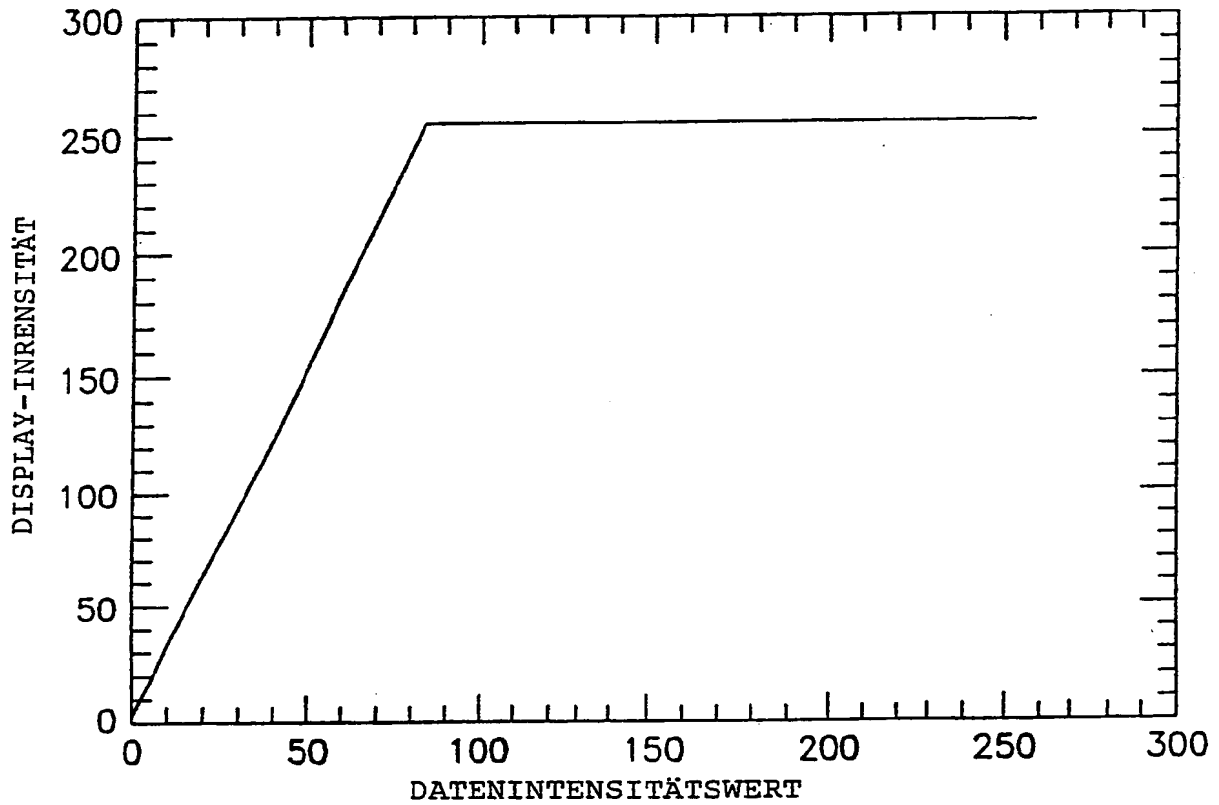


FIG. 8B